



PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

Date of Application: June 5, 2000

Application Number: Japanese Patent Application No. 2000-167876

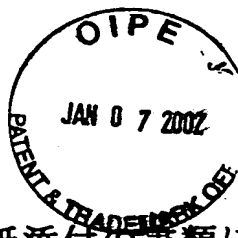
Applicant(s): KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA

May 25, 2001

Commissioner,
Patent Office Kozo OIKAWA

Certificate No. 2001-3044870

4552 09/871,712



日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2000年 6月 5日

出 願 番 号

Application Number:

特願2000-167876

出 願 人

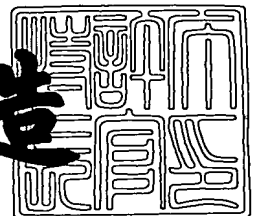
Applicant(s):

株式会社東芝

2001年 5月25日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2001-3044870

【書類名】 特許願

【整理番号】 98A9821671

【提出日】 平成12年 6月 5日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055
G01R 33/32

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【請求項の数】 8

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝
 那須工場内

 【氏名】 久原 重英

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝
 那須工場内

 【氏名】 山形 仁

【発明者】

 【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝
 那須工場内

 【氏名】 葛西 由守

【特許出願人】

 【識別番号】 000003078

 【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

 【識別番号】 100078765

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 波多野 久

【選任した代理人】

 【識別番号】 100078802

【弁理士】

【氏名又は名称】 関口 俊三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011899

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 一様な静磁場中に置かれた被検体から、所定のパルスシーケンスに基づき磁場を印加することによって発生されるMR信号を収集し、このMR信号を用いて撮像断面の画像を得る装置であって、治療・検査用のデバイスを用いた治療及び検査の少なくとも一方と共に用いられる磁気共鳴イメージング装置において、

前記デバイスの位置情報を検出する位置検出手段と、この位置検出手段により検出された位置情報に基づき前記パルスシーケンスに含まれる撮像パラメータを、撮像断面が前記デバイスを常に含むように制御する制御手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記位置検出手段は、マイクロコイル、磁気センサ、又はMR信号を出力するマーカから成るセンサを備えている磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記センサは、前記デバイスの本体部に少なくとも 2 個取り付けられている磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記センサは、前記デバイスを支持する支持部又はこのデバイスを把持する把持部に少なくとも 2 個取り付けられている磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 一様な静磁場中に置かれた被検体から、所定のパルスシーケンスに基づき磁場を印加することによって発生されるMR信号を収集し、このMR信号を用いて撮像断面の画像を得る装置であって、治療・検査用のデバイスを用いた治療及び検査の少なくとも一方と共に用いられる磁気共鳴イメージング装置において、

前記画像を用いて穿刺の計画を立てる穿刺計画手段と、少なくとも前記穿刺計画手段によって立てられた穿刺計画の情報を含む情報を前記被検体の体表上に示す指示手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 請求項 5 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記穿刺計画の情報を含む情報は、前記画像の被検体の所定方向における撮像
範囲を示す情報をも含む磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 請求項 5 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記指示手段は、前記穿刺計画の情報を光で示す投光器を備えている磁気共鳴
イメージング装置。

【請求項 8】 請求項 5 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記指示手段は、寝台に取り付けた治具と、この治具に設けられ且つ前記穿刺
計画の情報を指示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴現象に基づいて被検体内部を撮像する磁気共鳴イメージ
ング（MRI）装置に係り、とくに、穿刺などの治療や検査を行なうときに好適な
磁気共鳴イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージングは、均一な静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンを
そのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する
MR 信号から画像を再構成するイメージング法である。

【0003】

このイメージング法の中で、近年、MR 撮像を行いながら、穿刺、カテーテル
操作、更には手術などの治療や検査を行なうことが可能なインターベンショナル
MRI と呼ばれる手法が注目されている。このインターベンショナル MRI の元
では、例えば、腫瘍などのターゲットに向けて穿刺針などを徐々に刺していく穿
刺作業が行なわれる。この場合、穿刺針が予定した方向に進んでいるか、更には
穿刺針がターゲットに到達したか否かなど、穿刺状態を逐次、確認する必要があ
る。

【0004】

従来、このインターベンショナルMRIを行なうには、穿刺開始位置とターゲットとを含む撮像断面を穿刺開始前に求め、この撮像断面を基準面として参照しながら、ターゲットと穿刺針を含む面を連続撮像して、穿刺状態を監視するようにしている。

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した穿刺状態の監視法にあっては、穿刺開始前に求めた基準面（穿刺開始位置とターゲットとを含む撮像断面）が患者の呼吸や体動などに因ってずれてしまうことが多く、予定していた経路での穿刺をスムーズに行なうことができず、穿刺作業に多大な時間と労力が掛かり、場合によっては、治療や検査に支障が出ることもあった。

【 0 0 0 6 】

また、術者が穿刺針を基準面とは異なる方向に進めてしまうと、針先が基準面から外れてしまい、画像には映らなくなる。このため、従来の監視法は、微細な作業を伴う穿刺作業には適していなかった。

【 0 0 0 7 】

さらに、穿刺開始前に、事前に撮像しておいた参照画面を元に穿刺開始位置及び穿刺経路などの穿刺計画を立てるが、この計画位置や穿刺経路はあくまで画面上でのことであって、実際に穿刺する患者体表上の位置とは感覚的に隔たりがある。このため、術者が穿刺開始位置や穿刺経路などの位置関係を把握するのに必要以上に時間が掛かり、患者スループットが低下するとともに、穿刺状態が計画した穿刺開始位置や経路からずれてしまうことも頻発していた。

【 0 0 0 8 】

本発明は、このような従来技術が直面する現状を打破するためになされたもので、被検体の呼吸や体動に因って、穿刺開始位置とターゲットとを含む基準面がずれてしまうことを防止することを、第1の目的とする。

【 0 0 0 9 】

また、本発明は、患者の体動や術者に拠る穿刺針の進行方向の変更によって、穿刺針の進行方向と基準面の方向とがずれそうになった場合でも、穿刺針の針先

の動きを確実に監視でき、微細な穿刺操作を容易に実施させることを、第2の目的とする。

【0010】

さらに、本発明は、実際の患者に対して、穿刺ターゲットと穿刺開始位置・経路の把握などを容易に行なうことができるようにすることを、第3の目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明の磁気共鳴イメージング装置によれば、被検体の体が動いたり、術者が穿刺針などのデバイスの操作方向を変更した場合でも、デバイスの少なくとも所定部分が常に撮像断面に含まれるように、撮像断面をデバイスの動きに自動追尾させる。これにより、常にデバイスが表示されているので、画像上でデバイスが見失われることが無く、微細なデバイス操作が可能になる。また、被検体の体表に、穿刺開始位置などの穿刺計画情報が実際に指し示される。この指示は例えば、投光器を用いて光を体表上に投影することで行なわれる。これにより、術者は、実際の作業対象である被検体の体表上で、穿刺ターゲット、穿刺開始位置、穿刺経路などの穿刺に必要な項目を容易に目視により確認し、把握することができる。

【0012】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、具体的には、その一態様によれば、一様な静磁場中に置かれた被検体から、所定のパルスシーケンスに基づき磁場を印加することによって発生されるMR信号を収集し、このMR信号を用いて撮像断面の画像を得る装置であって、治療・検査用のデバイスを用いた治療及び検査の少なくとも一方と共に用いられる磁気共鳴イメージング装置において、前記デバイスの位置情報を検出する位置検出手段と、この位置検出手段により検出された位置情報に基づき前記パルスシーケンスに含まれる撮像パラメータを、撮像断面が前記デバイスを常に含むように制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0013】

好適には、位置検出手段は、マイクロコイル、磁気センサ、又はMR信号を出力するマーカから成るセンサを備えている。

【0014】

また好適には、センサは、前記デバイスの本体部に少なくとも2個取り付けられている。別の例として、センサは、前記デバイスを支持する支持部又はこのデバイスを把持する把持部に少なくとも2個取り付けられていてもよい。

【0015】

一方、本発明の別の態様によれば、一様な静磁場中に置かれた被検体から、所定のパルスシーケンスに基づき磁場を印加することによって発生されるMR信号を収集し、このMR信号を用いて撮像断面の画像を得る装置であって、治療・検査用のデバイスを用いた治療及び検査の少なくとも一方と共に用いられる磁気共鳴イメージング装置において、前記画像を用いて穿刺の計画を立てる穿刺計画手段と、少なくとも前記穿刺計画手段によって立てられた穿刺計画の情報を含む情報を前記被検体の体表上に示す指示手段とを備えたことを特徴とする。

【0016】

好適には、前記穿刺計画の情報を含む情報は、前記画像の被検体体軸方向における撮像範囲を示す情報をも含む。

【0017】

さらに、好適な一例として、前記指示手段は、前記穿刺計画の情報を光で示す投光器を備えていることが挙げられる。

【0018】

また、別の例として、前記指示手段は、寝台に取り付けた治具と、この治具に設けられ且つ前記穿刺計画の情報を指示する手段とを備えることができる。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を、図面を参照して説明する。

【0020】

(第1の実施形態)

第1の実施の形態を図1～2に基づき説明する。

【 0 0 2 1 】

この実施形態に係る磁気共鳴イメージング（MRI）装置の概略構成を図 1 に示す。

【 0 0 2 2 】

この磁気共鳴イメージング装置は、被検体としての患者を静磁場中に置くためのガントリ 1 1 を備える。このガントリ 1 1 は、例えば超伝導磁石で構成される静磁場磁石 1 2 を有する。この磁石 1 2 が作る空間の一部には均一な強度の静磁場の診断用空間が形成される。磁石 1 2 が略円筒状の場合、患者は、図示しない寝台に寝かされた状態で、その体の少なくとも一部が診断用空間に入るように位置させられる。また、磁石 1 2 がオープンタイプの場合、患者は、例えば座位または立位で、その体の少なくとも一部が診断用空間に入るように位置させられる。

【 0 0 2 3 】

磁石 1 2 の壁体には傾斜磁場コイル 1 3 が設置されるとともに、磁石 1 2 の内側空間には撮像用の RF コイル 1 4 が設置されている。傾斜磁場コイル 1 3 は、与えられたパルスシーケンスに基づいて静磁場に重畳するスライス方向、位相エンコード方向、および読み出し方向の傾斜磁場パルスが発生させる x、y、および z コイルから成る。この傾斜磁場コイル 1 3 のユニットは傾斜磁場アンプ 1 5 に接続されている。傾斜磁場アンプ 1 5 はシーケンサ 1 6 から与えられる X 軸、Y 軸、Z 軸（ガントリ 1 2 に設定される物理軸）方向の傾斜磁場に対する制御信号 SGx、SGy、SGz を受けて x、y、z コイルに供給するパルス電流の印加を制御する。これにより、スライス方向、位相エンコード方向、および読み出し方向の傾斜磁場が制御される。

【 0 0 2 4 】

RF コイル 1 4 は、例えば送信コイルおよび受信コイルを兼用した構造を成し、送信器 1 7 および受信器 1 8 に接続されている。この送信器 1 7 および受信器 1 8 もまたシーケンサ 1 6 に接続されている。送信器 1 7 はシーケンサから送られてきた制御信号 Sf を受け、これに応答して送信電流パルスを RF コイル 1 4 に送る。これにより、RF コイル 1 4 から RF 磁場パルスが発生し、患者の診断

部位（例えば頭部）に印加される。2次元撮像の場合、この印加と並行してスライス用傾斜磁場も印加されるので、診断部位の所望スライスが選択励起され、このスライスから磁気共鳴現象に因るMR信号が発生する。

【0025】

発生したMR信号はRFコイル14により受信され、対応するRF電流信号として受信器18に送られる。受信器18は、受信したRF電流信号に増幅、検波、デジタル化などの所定の受信処理を施し、デジタル量のMRデータとしてシーケンサ14を介してホスト計算機17に送る。

【0026】

シーケンサ16はCPUおよびメモリを備えており、スキャン時には、ホスト計算機17から渡されるパルスシーケンス情報に基づいて傾斜磁場アンプ15および送信器17に与える制御信号 SG_x , SG_y , SG_z , S_f を制御する。また、シーケンサ16は、ホスト計算機19から渡される情報に基づいて、X軸、Y軸、およびZ軸方向の傾斜磁場 G_x , G_y , G_z を傾斜磁場アンプ15に ΔG_x , ΔG_y , ΔG_z だけ調整させ、送信RF信号の周波数 f を送信器17に Δf だけ調整させ、さらに受信器18に制御信号 S_ϕ を送り、受信器内の位相検波の参照位相 ϕ を $\Delta \phi$ だけ調整させることができる。

【0027】

ホスト計算機19はCPUとメモリを備えて構成され、装置全体の駆動タイミング制御、撮像のためのスキャン制御、画像再構成処理、撮像断面を穿刺針などに追尾させる制御などを行なう。なお、画像再構成処理は専用のプロセッサに任せる構成も採りうる。ホスト計算機19には入力器20、表示装置21、および記憶装置22が接続されている。ホスト計算機19は、スキャン制御として、パルスシーケンス情報を演算してシーケンサ19に渡す。また、画像再構成処理として、受信したMRデータを一度、2次元または3次元の k 空間（フーリエ空間または周波数空間）に配置した後、2次元または3次元のフーリエ変換を施して実空間の画像データに再構成する。

【0028】

続いて、図1のブロック構成における、撮像断面を穿刺針に自動追尾させるた

めのユニット部を説明する。

【 0 0 2 9 】

静磁場磁石 1 2 の診断用空間に入れられた又は寝かされた患者 P に対し、例えば穿刺針 3 0 を用いて穿刺や検査などの治療が行われるものとする。穿刺針 3 0 は固い材料で成る細い針体を有する。この針体の所定 2 点の位置には、針体の位置を検出するための位置センサ 3 1 a, 3 1 b が夫々設置されている。

【 0 0 3 0 】

位置センサ 3 1 a, 3 1 b は、一例として、マイクロコイル、磁気センサ、又は光センサであるパッシブ素子又はアクティブ素子で成り、穿刺作業中（即ち、撮像中でもある）に、磁氣的又は光学的な位置信号を発生又は受信して電氣的な信号を発生する。

【 0 0 3 1 】

なお、この位置センサとして、NMR 信号源（水、PVA、オイルなど）とマイクロコイルを一体化した受信素子を使用してもよい。この受信素子の NMR 信号源の磁化スピンの RF 信号により励起されると、MR 信号が発生し、この信号がマイクロコイルにより電流パルス（位置検出信号）として検出される。マイクロコイル自体の感度領域は非常に狭小に設定されているが、その感度領域内に NMR 信号源が必ず位置しているため、マイクロコイルだけを用いる従来の位置検出コイルに比べて、格段に高強度の位置検出信号を得ることができる。また、かかる一体化によりマイクロコイルの感度領域は依然として狭小に設定できるので、高い位置検出能が保持される。

【 0 0 3 2 】

位置センサ 3 1 a, 3 1 b の位置検出信号は、夫々、位置情報演算回路 3 8 a, 3 8 b に送られる。この位置情報演算回路 3 8 a, 3 8 b は、一例として専用の CPU を有し、その入力した位置検出信号の夫々を、例えば X 軸方向、Y 軸方向、および Z 軸方向に 1 次元フーリエ変換を施して、針体、即ち穿刺針 3 0 の空間位置情報を演算する。これらの位置情報はホスト計算機 1 9 に送られ、撮像領域の追尾処理に用いられる。

【 0 0 3 3 】

ホスト計算機 1 9 は、穿刺針 3 0 上の 2 点の位置情報から穿刺針 3 0 を含む撮像断面の位置を演算する。これにより、穿刺針 3 0 が撮像断面から動いた場合でも、その穿刺針を常に含んだ撮像断面の位置が演算される。ホスト計算機 1 9 は、更に、この演算した撮像断面位置に応じて傾斜磁場アンプ 1 5、送信器 1 7、及び受信器 1 8 に送る撮像パラメータ（撮像条件）を調整する。この撮像パラメータには、R F 励起パルスのキャリア周波数、X 軸、Y 軸、および Z 軸の傾斜磁場成分、受信位相検波用の参照信号の周波数及び位相が含まれる。

【 0 0 3 4 】

この撮像パラメータの調整は、同一撮像断面を繰り返し高速に撮像・表示する、所謂、フルオロ撮像・表示法の元に実行される。これにより、撮像断面が穿刺針 3 0 を自動追尾するスキャン制御が実行され、穿刺針 3 0 の空間位置がモニタされる。

【 0 0 3 5 】

この撮像断面の自動追尾において、位置センサの数が 2 個であるので、撮像断面を決定するには、もう 1 つの位置情報が必要であるが、本実施形態では、ホスト計算機 1 9 が、位置センサ 3 1 a、3 1 b の 2 点を含む直交 3 断面を表示し、又は、その内の少なくとも 1 断面を自動的に選択して、表示装置 2 1 に表示する。

【 0 0 3 6 】

従って、本実施形態によれば、治療中の患者が動いたことに因って撮像断面が体内において相対的にずれてしまったり、術者が自分の意思で任意方向に穿刺針を動かした場合でも、モニタしている断面像には常に穿刺針 3 0 が映っている。これにより、非常に微細な針操作が必要な穿刺作業であっても、これを容易に且つ確実にこなうことが可能になる。

【 0 0 3 7 】

なお、上述の実施形態に係る位置センサ及びその取付け構造は、さらに種々の形態に変形してもよい。

【 0 0 3 8 】

これを説明すると、例えば、図 3 に示す如く、位置センサは必ずしも針体上に

設置しなくてもよい。同図の例によれば、穿刺針 3 0 を持ち易いように取付けられており且つ針体自体と一定の位置関係に固定されたグリップ部（把持部）3 0 A 上に、2 個の位置センサ 3 1 a, 3 1 b を設置してある。

【 0 0 3 9 】

また、図 4 に示す取付け構造の場合、穿刺針 3 0 を 2 次元面に沿った一定範囲内で動かすことが可能なように支持する支持具（支持部）3 2 が穿刺針 3 0 に取付けられている。この支持具 3 2 にも位置センサを取付ける。図 4 の例では、穿刺針 3 0 の針体上に 2 個の位置センサ 3 1 a, 3 1 b を、支持具 3 2 上に 1 個の位置センサ 3 1 c をそれぞれ取り付けた合計 3 個のセンサ構造を成している。これにより、2 個の位置センサ 3 1 a, 3 1 b の 2 点 A, B のみならず、支持具 3 2 上の位置センサ 3 1 c の 1 点 C の位置情報も加味することで、直交 3 断面ではなく、支持具 3 2 を含む断面を撮像できる。従って、術者が穿刺針 3 0 をより直感的に操作することが可能になる。この例で示す如く、位置センサは穿刺針の針体、グリップ部、若しくは支持具に取り付けてあってもよく、又は、それらの取付け位置の組み合わせであってもよい。

【 0 0 4 0 】

なお、上述した図 4 の支持具 3 2 には、操作ボタンから成る指示器 3 3 が設けられている。この指示器 3 3 は、術者が MRI システムに対して、フルオロ撮像の開始、停止、及びその他の指示を出すために使用される。これにより、穿刺作業を行ないながら、フルオロ撮像などの必要な MR スキャンの指示を出すことができる。なお、この指示器 3 3 の代わりに、フットスイッチやボイスコントローラを用いることもできる。

【 0 0 4 1 】

さらに、位置センサは必ずしも上述した如く、自ら位置信号を出力するアクティブ素子である必要はない。例えば、図 5 に示す如く、NMR 信号源となる物質を含んだマーカ 4 1（4 1 a, 4 1 b）を、前述の実施形態と同様に、少なくとも 2 個、穿刺針 3 0 の針体上に取り付けるようにしてもよい。この場合、予め腫瘍などのターゲットと穿刺開始位置とを含む断面（図 6 に示す中央の断面 4 2）を決定しておき、その断面 4 2 内に、それらの少なくとも 2 個のマーカ 4 1 a, 4

1 b が常に含まれるように、術者が撮像断面を見ながら穿刺針の位置を手動でコントロールする。このとき、図 6 に示す如く、複数枚のマルチスライス撮像を行なうようにしてもよい。

【 0 0 4 2 】

(第 2 の実施形態)

続いて、図 7 ～ 8 に基づき、本発明の第 2 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置を説明する。この実施形態において、第 1 の実施形態の M R I 装置における構成要素と同一または同等の構成要素には同一符号を付してその説明を省略または簡略化する。

【 0 0 4 3 】

この磁気共鳴イメージング装置は、腫瘍などのターゲットと穿刺開始位置との空間的な位置関係を術者に簡単に把握させる機能を有することを特徴とする。

【 0 0 4 4 】

この磁気共鳴イメージング装置の全体構成は、大略、前述したものと同一であるが、ホスト計算機 1 9 からの制御信号に応答して自動的に投光動作を行なう投光器 4 5 a, 4 5 b を更に備えている。この投光器は例えばレーザ装置から成る。この投光器は、とくに、オープン形マグネットに好適であり、そのマグネットの天井面に取り付けられる。

【 0 0 4 5 】

この磁気共鳴イメージング装置によれば、図 8 に示す如く、穿刺などの術前において、予め撮像してある複数枚の画像 $IM_1 \sim IM_3$ を用いて、腫瘍などのターゲットの位置、穿刺経路、及び穿刺開始位置を決定して、穿刺計画を立てる。

【 0 0 4 6 】

例えば、図 8 に示すように、表示装置 2 1 の画面上に 3 枚の断層像 $IM_1 \sim IM_3$ が表示されており、その真中の画像 IM_2 に腫瘍などのターゲット D が含まれているとする。このターゲット情報を術者が入力器 2 0 からホスト計算機 1 9 に与える。ホスト計算機 1 9 は、このターゲット情報に基づいて投光器 4 5 a の投光位置を演算し、この演算量に対応した制御信号を投光器 4 5 a に送る。これ

により、図 7 に示す如く、表示装置 2 1 の画面に表示されている断層像に対応して、投光器 4 5 a は体軸方向の撮像範囲を示す 3 枚の断層像位置を示す光を患者 P の体表上に直接に投影させる。

【 0 0 4 7 】

このとき、術者が表示装置 2 1 の画面上で選択した真中の断層像 IM_2 が図 7 に示すように、この断層像のスライス部分が強調して投影される。これにより、強調されたスライスにターゲット D が含まれていることを容易に認識できる。

【 0 0 4 8 】

また、表示装置 2 1 の画面上で、術者がカーソルなどを用いてターゲット D 上に目標ポイント 4 7 をマークし、穿刺経路 R を決め、穿刺開始位置 E に再度、目標ポイント 4 8 をマークする。この穿刺計画情報に基づき、ホスト計算機 1 9 は別の投光器 4 5 b に制御信号を送る。これにより、その投光器 4 5 b は穿刺開始位置 E を表すマークを体表上に投影する。

【 0 0 4 9 】

そこで、術者は、投光マークで表された体表上の穿刺開始位置 E から穿刺を開始する一方で、画像の撮像モードをフルオロ（連続撮像）モードに切り替える。この撮像モード切り替えにより、真中の断面の断層像 IM_2 が参照画像として表示される。このため、術者は、この参照画面を見ながらターゲット D まで穿刺針の穿刺を進める。

【 0 0 5 0 】

このように、患者 P の体表上に直接、穿刺計画情報を光情報として投影してやることで、単に画面上で計画した穿刺計画情報を用いて穿刺作業を行なう場合とは異なり、穿刺開始位置や穿刺方向をより直接的に術者が伝えることができる。従って、実際の患者に対する穿刺開始又は穿刺中の状態を短時間で且つ正確に認識でき、穿刺作業をより正確に且つ迅速に行なうことができる。

【 0 0 5 1 】

なお、参照画像には、計画した穿刺経路 R を重畳表示することが望ましい。これにより、術者は穿刺開始位置 E 及び穿刺経路 R を目視して容易に把握することができる。

【0052】

上述した第2の実施形態は更に種々の態様に変形して実施することができる。

【0053】

例えば、穿刺計画を立てるために事前に行なう撮像において、上述した投光器45a, 45bを用い、直接、患者Pに光を投影させながら、撮像位置を決定するようにしてもよい。この場合、投光器の投光位置は、シールドルーム内で使用可能なタッチパネル式サブコンソールやフットスイッチを用いて変更する構成を採用することができる。また、投光器として、投光位置を手動で容易に変更可能なハンディタイプの投光器を用いることもできる。

【0054】

また、上述した実施形態では、穿刺経路が同一断面内に設定される例を説明したが、当然に、他の断面（スライス）に跨って位置するように設定することもできる。

【0055】

さらに、図9(a), (b)に示す如く、ポインティングデバイス49を用いて、穿刺開始位置Eを被検体上に直接に指定するようにしてもよい。この場合、ポインティングデバイス49は、その先端の位置情報を磁気センサや光センサを用いて検出できるものであればよい。また、例えば、第1の実施形態で説明した穿刺針を用い、2つの位置センサの位置と針体先端までの距離を予め測っておくことで、別のポインティングデバイスを用いずに、穿刺針の先端で直接、穿刺位置を決定することができる。穿刺針をモニタするためのフルオロ撮像及び表示は、画像上で指定したマーク47と穿刺開始位置Eとを含む断面で行なう。これにより、穿刺作業が容易になる。

【0056】

さらに、本発明は、図10に示す如く、寝台に取付けられた取付け治具50を用いて穿刺計画情報を体表上に直接に指示するようにしてもよい。この場合、投光器51a, 51bは取付け治具50に取り付けられる。また別の例として、投光器の代わりに、メカニカルな指示ニードル、又は、穿刺針を通す穿刺ガイド穴などで、穿刺開始位置及び穿刺針挿入方向などを直接に指示する機構を設けても

よい。

【 0 0 5 7 】

また、本発明に適用可能な治療・検査デバイスは、必ずしも穿刺針に適用されるのみならず、図 1 1 に示すように、カテーテル 6 1 であってもよい。このカテーテル 6 1 に位置センサ 3 1 a, 3 1 b を取り付けることで、前述した穿刺針と同様の作用効果を得ることができる。

【 0 0 5 8 】

また、なお、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、ガントリが筒状タイプであっても、またオープンタイプであっても実施可能である。

【 0 0 5 9 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明に係る磁気共鳴イメージング装置によれば、インターベンショナルMRイメージングにおいて、被検体が動いたり、術者が穿刺針などのデバイスの進行方向を変更した場合でも、撮像断面がデバイスの動きを自動追尾するので、デバイスは常に撮像断面に含んで表示され、これにより、微細な操作が要求される穿刺などの作業をより容易に行なうことができる。また、被検体の実際の体表上に、穿刺計画で立てた情報を投影・指示するので、術者は単に画面だけを参考にした場合比べて、穿刺開始位置や穿刺ターゲットの位置を直感的に認識でき、より確実に迅速な検査及び治療の作業を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図。

【図 2】

穿刺針に対する位置センサの取付け位置を示す図。

【図 3】

穿刺針に対する位置センサの取付け状態を示す他の図。

【図 4】

穿刺針に対する位置センサの取付け状態を示すさらに他の図。

【図 5】

穿刺針に対する位置センサの取付け状態を示すさらに他の図。

【図 6】

穿刺針に対する位置センサの取付け状態を示すさらに他の図。

【図 7】

本発明の第 2 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置において実施される、穿刺開始位置などの穿刺計画情報を患者体表に直接示す構成を説明する図。

【図 8】

穿刺計画を立てるときに表示する画像の模式図。

【図 9】

穿刺開始位置を指示する構成の変形例を説明する図。

【図 1 0】

投光器の取付け状態の他の例を説明する図。

【図 1 1】

治療・検査デバイスとしてのカーソルに対する位置センサの取付け状態を説明する図。

【符号の説明】

- 1 1 ガントリ
- 1 2 静磁場磁石
- 1 3 傾斜磁場コイル
- 1 4 R F コイル
- 1 5 傾斜磁場アンプ
- 1 6 シーケンサ
- 1 7 送信器
- 1 8 受信器
- 1 9 ホスト計算機
- 3 0 穿刺針
- 3 0 A グリップ部
- 3 1 a ～ 3 1 c 位置センサ

3 2 支持具

3 8 a ~ 3 8 b 位置情報演算回路

4 1 a ~ 4 1 b 位置センサ

4 5 a , 4 5 b 投光器

4 9 ポインティングデバイス

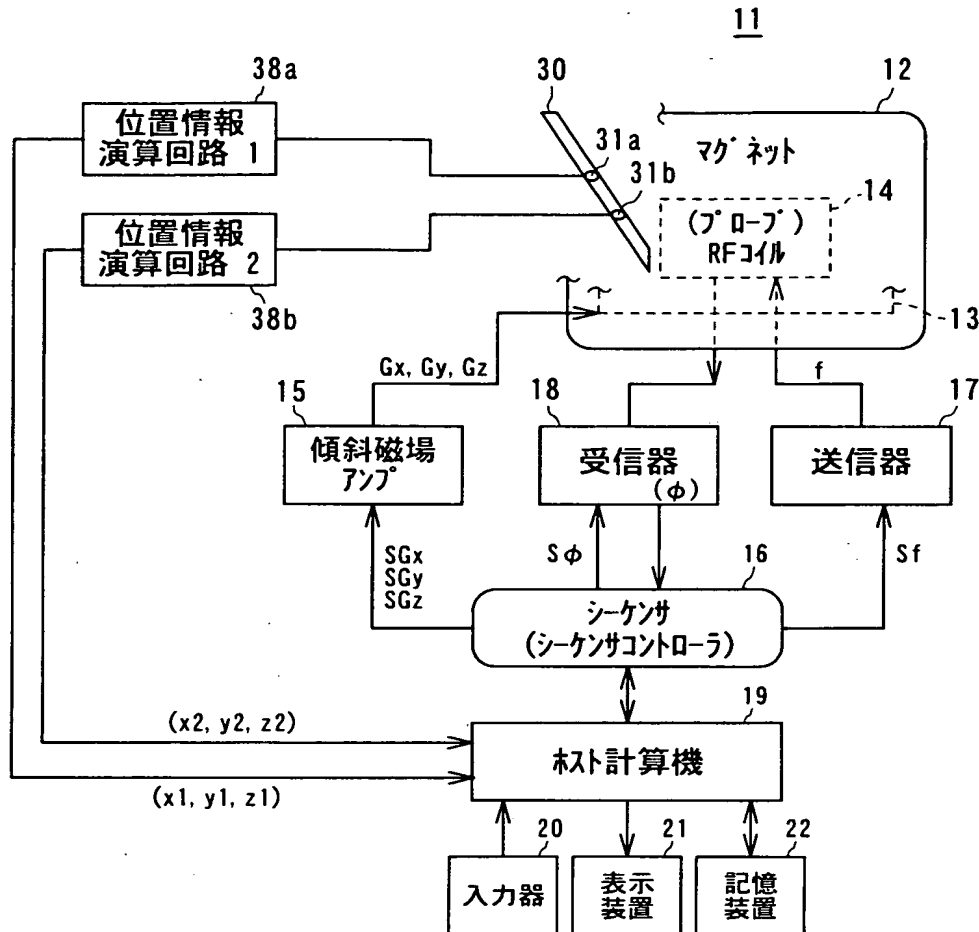
6 1 カーソル

5 0 取付け治具

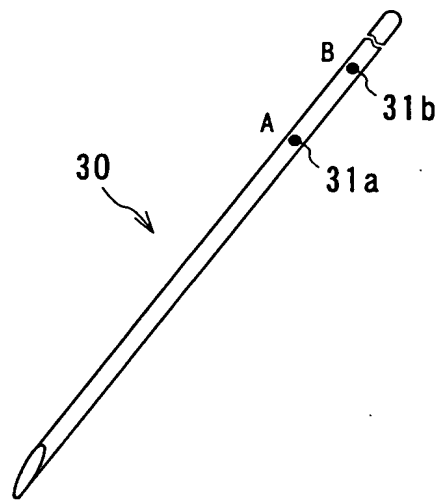
5 1 a , 5 1 b 投光器

【書類名】 図面

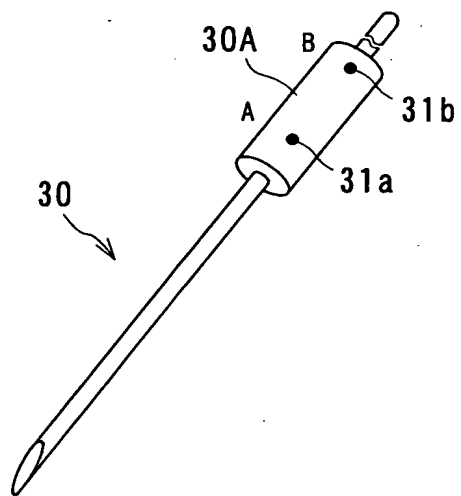
【図 1】



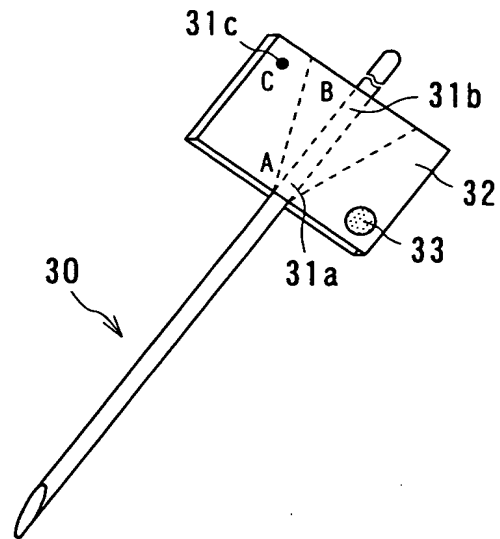
【図 2】



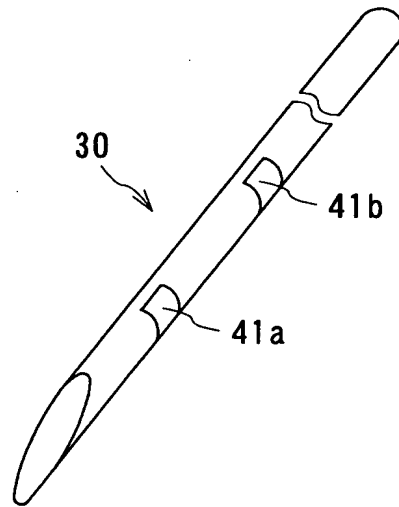
【図 3】



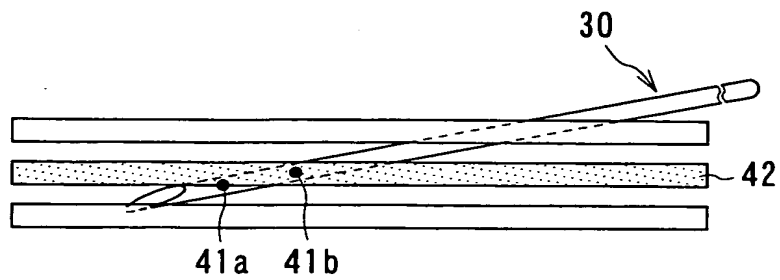
【図 4】



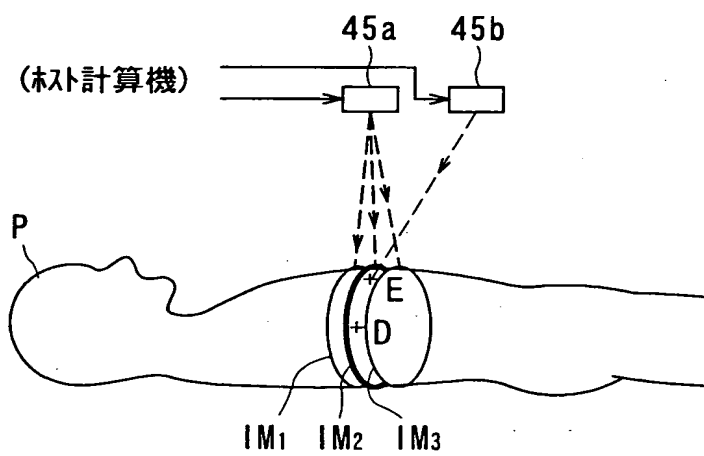
【図 5】



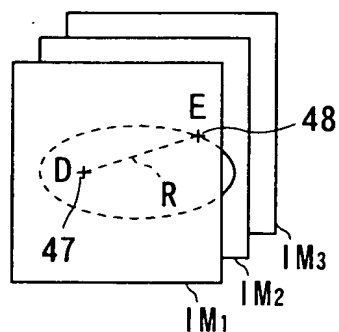
【図 6】



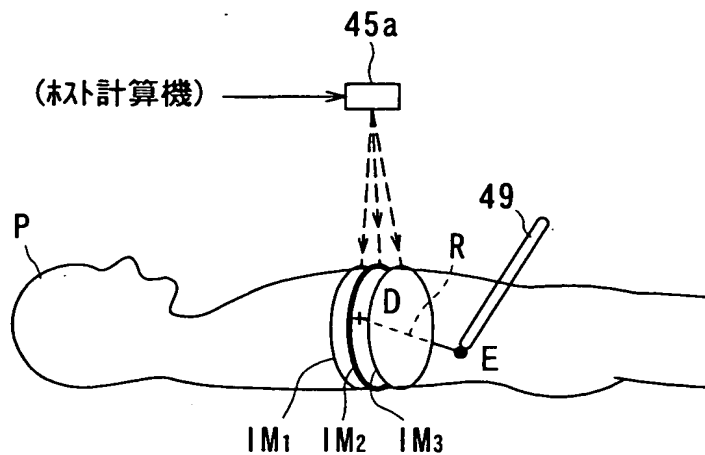
【図 7】



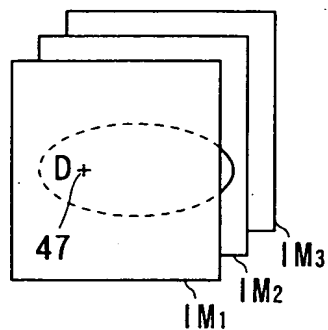
【図 8】



【図 9】

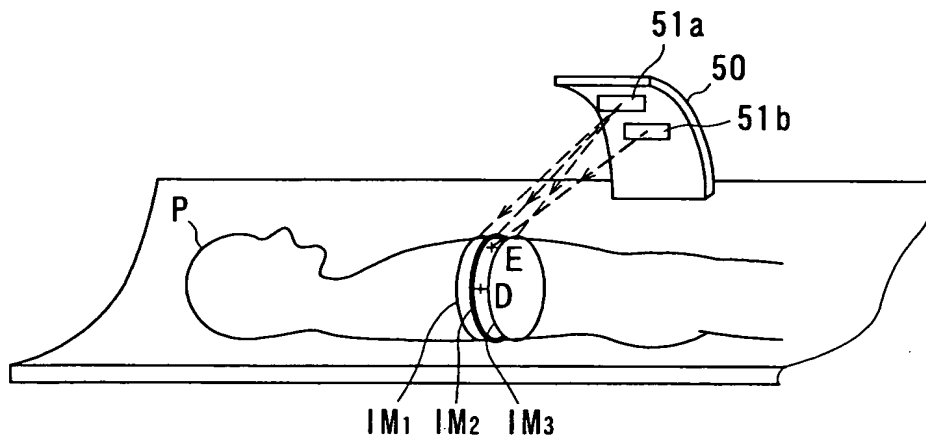


(a)

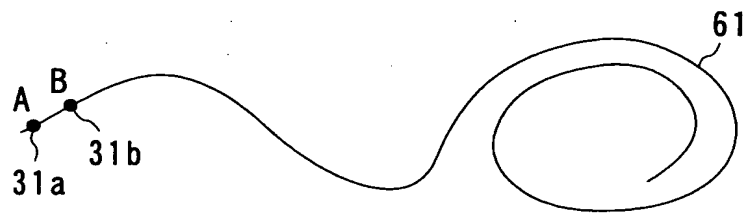


(b)

【図10】



【図11】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】患者の体動や術者に拠る穿刺針の進行方向の変更によって、穿刺針の進行方向と基準面の方向とがずれそうになった場合でも、穿刺針の針先の動きを確実に監視でき、微細な穿刺操作を容易に実施させる。

【解決手段】穿刺針 3 0 を用いた治療及び／又は検査と共に用いられる磁気共鳴イメージング装置である。この装置は、穿刺針 3 0 の位置情報を検出する手段（3 1 a, 3 1 b, 3 8 a, 3 8 b）と、この手段により検出された位置情報に基づきパルスシーケンスに含まれる撮像パラメータを、撮像断面が穿刺針 3 0 を常を含むように制御する制御手段（1 5 ～ 1 9）とを備える。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000003078]

1. 変更年月日	1990年 8月22日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
氏 名	株式会社東芝